

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

08.09.2004

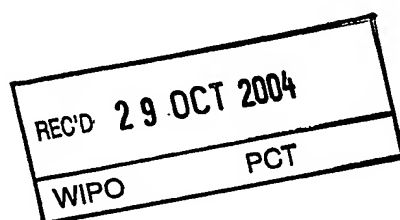
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2003年 9月19日

出願番号
Application Number: 特願2003-328573
[ST. 10/C]: [JP 2003-328573]

出願人
Applicant(s): 株式会社日立メディコ
株式会社日立製作所

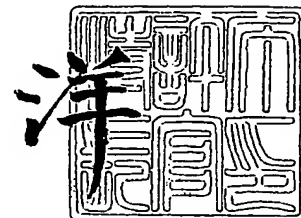


PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年10月15日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小川



【書類名】 特許願
【整理番号】 PE29138
【提出日】 平成15年 9月19日
【あて先】 特許庁長官 殿
【国際特許分類】 A61B 5/00
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目 1 番 1 4 号
 株式会社日立メディコ内
 【氏名】 川口 常昭
【発明者】
 【住所又は居所】 埼玉県比企郡鳩山町赤沼 2 5 2 0 番地
 株式会社日立製作所 基礎研究所内
 【氏名】 山本 由香里
【発明者】
 【住所又は居所】 埼玉県比企郡鳩山町赤沼 2 5 2 0 番地
 株式会社日立製作所 基礎研究所内
 【氏名】 木口 雅史
【発明者】
 【住所又は居所】 埼玉県比企郡鳩山町赤沼 2 5 2 0 番地
 株式会社日立製作所 基礎研究所内
 【氏名】 佐藤 大樹
【特許出願人】
 【識別番号】 000153498
 【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ
【特許出願人】
 【識別番号】 000005108
 【氏名又は名称】 株式会社日立製作所
【代理人】
 【識別番号】 100098017
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 吉岡 宏嗣
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 055181
 【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
 【物件名】 特許請求の範囲 1
 【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1

【書類名】 特許請求の範囲**【請求項 1】**

被検体の頭部に照射した光の透過光又は反射光を計測し、該光計測データに基づいて頭部の光学特性を求める光計測装置と、前記被検体に刺激を付与する刺激呈示装置とを備えてなる生体信号処理装置において、前記被検体の活動に相関する生体信号を計測する生体活動計測装置を設け、前記刺激呈示装置は、前記生体活動計測装置により計測された生体信号に基づいて前記刺激を制御することを特徴とする生体信号処理装置。

【請求項 2】

前記生体活動計測装置は、前記被検体の脳波を計測する脳波計測装置であり、前記刺激呈示装置は、前記脳波計測装置から出力される θ 波又は β 波の強度に応じて前記刺激を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 3】

前記生体活動計測装置は、前記被検体の筋肉の動きを計測する体動計測装置であり、前記刺激呈示装置は、前記体動計測装置から出力される体動量に応じて前記刺激を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 4】

被検体の頭部に照射した光の透過光又は反射光を計測し、該光計測データに基づいて頭部の光学特性を求める光計測装置と、前記被検体に刺激を付与する刺激呈示装置とを備えてなる生体信号処理装置において、前記被検体の活動に相関する生体信号を計測する生体活動計測装置を設け、前記光計測装置は、前記生体活動計測装置により計測された生体信号に基づいて前記光計測データを取捨選択して前記光学特性を求めることを特徴とする生体信号処理装置。

【請求項 5】

前記脳波計測装置は、前記被検体の脳波を計測する脳波計測装置であり、前記光計測装置は、前記脳波計測装置から出力される θ 波又は β 波の強度に応じて前記光計測データを取捨選択することを特徴とする請求項 4 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 6】

前記生体活動計測装置は、前記被検体の筋肉の動きを計測する体動計測装置であり、前記光計測装置は、前記体動計測装置から出力される体動量に応じて前記光計測データを取捨選択することを特徴とする請求項 4 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 7】

前記被検体の目の開眼度合を計測する開眼検出装置を設け、前記脳波計測装置は、開眼度合に応じて計測した α 波を校正することを特徴とする請求項 2 又は 5 に記載の生体信号処理装置。

【書類名】明細書

【発明の名称】生体信号処理装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体信号処理装置に係り、特に光計測装置と脳波計測装置などの他の計測装置とを結合してなる脳機能計測に好適な生体信号処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

光計測装置は、OCT (Optical Coherence Topography) と称され、被検体である生体に光を照射して生体の透過光又は生体内部からの散乱光を計測し、生体内部の光学特性の違いを画像化する装置である。この光計測装置によれば、生体代謝物質や血流などを計測して、生体機能を簡便かつ生体に無害な方法で計測できることから、臨床医学及び脳科学などの分野での活用が期待されている。

【0003】

例えば、脳の高次機能の活性化は、生体内部の酸素代謝及び血液循環と密接に関連しており、これらは生体中の特定の色素（ヘモグロビン等）の濃度に対応する。そこで、その特定色素に吸収されやすい可視から赤外領域の複数波長の光を脳の複数部位に照射し、脳内部を通過した光を複数部位から検出し、その光吸収量から脳内の代謝物質の濃度や血液中のヘモグロビン濃度などを画像化して脳の高次機能を計測することが提案されている（特許文献1）。

【0004】

【特許文献1】特開平9-149903号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、従来の光計測装置によれば、思考、言語、運動などの高次機能を計測する場合、聴覚や視覚などによって脳に刺激を与え、その前後における脳の状態変化を画像化し、それらの画像を対比して脳機能を診断する。

【0006】

しかし、光計測画像に表れた脳の状態と刺激との関係についての分析は進められているが、脳機能と対応付けることについては配慮されていないことから、光計測画像に基づいて的確な診断を行うまでには至っていない。

【0007】

そこで、本発明は、脳機能と関連付けた光計測画像を取得できる生体信号処理装置を実現することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、上記課題を解決するため、光計測装置と脳波計測装置などの他の計測装置とを有機的に結合することを特徴とする。すなわち、脳科学分野においては、頭皮などに電極を接触させて脳の活動に伴って発生する脳波を計測し、特定周波数帯域の脳波信号（ α 波、 β 波、 θ 波、 δ 波など）に基づいて、思考、言語などの知的動作や運動機能などの脳の高次機能を分析する試みが行われている。例えば、頭皮表面に多数の電極を接触させて二次元脳電図を取得して脳の各部位の機能を分析し、脳障害等の有無を診断して医療に反映させる開発研究が進められている。

【0009】

そこで、本発明は、被検体の頭部に照射した光の透過光又は反射光を計測し、該光計測データに基づいて頭部内の光学特性を求める光計測装置と、前記被検体に刺激を付与する刺激呈示装置とを備えてなる生体信号処理装置を対象とし、前記被検体の活動に相関する生体信号を計測する生体活動計測装置を設け、前記刺激呈示装置は、前記生体活動計測装置により計測された生体信号に基づいて刺激を制御する。これにより、被検体に対して与

える刺激を制御できるから、光計測の条件に合わせて脳の活動状態を許容できる範囲に保持することができる。その結果、安定的に、脳機能と関連付けた光計測画像を取得できる。

【0010】

この場合において、生体活動計測装置としては、典型的には、被検体の脳波を計測する脳波計測装置が用いられる。この場合、刺激呈示装置は、脳波計測装置から出力される θ 波又は β 波の強度に応じて刺激を制御することができる。すなわち、 θ 波又は β 波の強度が高い場合は覚醒状態又はアテンション（注意力又は集中力）強度が高い状態にあると考えられる。そこで、例えば、覚醒状態又はアテンション強度が高い状態の脳機能を光計測する場合は、覚醒させるような刺激を呈示するようにすれば、安定した計測条件の下で、効率のよい光計測を行うことができる。

【0011】

また、生体活動計測装置としては、脳波計測装置に代えて、被検体の例えば頸の筋肉の動きを計測する体動計測装置を用いることができる。この場合、刺激呈示装置は被検体の頸の動きである体動量に基づいて刺激を制御する。

【0012】

また、生体活動計測装置により計測された生体信号に基づいて刺激を制御することに変えて、又はこれとともに、光計測装置は、生体信号に基づいて光計測データを取捨選択して光学特性を求めるようにすることができる。これによれば、計測条件から外れたときの光計測データを捨てることにより、光計測の精度を向上できる。

【0013】

また、被検体の目の開眼度合を計測する開眼検出装置を設け、開眼度合に応じて脳波計測装置により計測した α 波を較正することが好ましい。これにより、開眼度合に応じて変動する α 波の強度を較正して、一層、計測精度を向上できる。

【0014】

さらに、光計測手段と脳波計測手段の計測を協調制御するサンプリングパルス生成手段を設けることが好ましい。この場合、サンプリングパルス生成手段は、刺激呈示装置から複数回の刺激を連続的に呈示させ、各回の刺激呈示ごとに脳波計測装置の計測を行わせるとともに、複数回の刺激の呈示期間に光計測装置の計測を1回行わせるようにする。また、これに代えて、刺激呈示装置から1回の刺激を呈示させて光計測装置の計測を1回行わせた後、一定の休止期間において刺激呈示装置から同一の刺激を複数回呈示させて刺激の呈示ごとに脳波計測装置の計測を行わせるようにすることができる。これにより、計測原理が異なる光計測と脳波計測の計測協調を図ることができる。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、脳機能と関連付けた光計測画像を取得できる生体信号処理装置を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

〔実施の形態1〕

図1に、本発明の生体信号処理装置の一実施の形態の全体構成図を示す。本実施の形態は、光計測装置と脳波計測装置とを結合したシステムである。図において、複数（図示例では2個）の光源1は、人体を透過しやすい波長が600～1200nm程度の近赤外光を発生する。光源1より発生した近赤外光は、光ファイバーを介して光方向性結合器（光結合器）2に導かれて混合され、照射光用の1つの光ファイバー3で伝送可能に結合される。光ファイバー3の先端は、被検者4の頭部の所望位置に保持可能に、図示していないヘッドキャップに取り付けられている。

【0017】

そのヘッドキャップには、集光用の光ファイバー5の先端が固定されており、被検体4の頭内部から散乱しながら外部に戻ってきた信号光を光検出器6に導く。光検出器6は、

フォトダイオード又は光電子増倍管などで構成され、入射される信号光を電気信号に変換する。光検出器 6 により電気信号に変換された信号光は、複数（図示例では 2 個）の位相検波器（検波器）7 に入力される。位相検波器 7 は光源 1 ごとに設定された周期を参照してフィルタリングを行い、光源 1 ごとに対応する信号光の光量を A/D 変換器 9 に出力する。A/D 変換器 9 は、検出した信号光の光量をデジタルに変換して光計測制御装置 10 に出力する。

【0018】

ここで、被検体 4 に照射される近赤外光は、酸素化ヘモグロビンと脱酸素ヘモグロビンのそれぞれの量を求めるために、600～1200 nm の波長のうちから、2 種あるいは 3 種の波長が混合されて照射される。これらの波長を光検出器 6 にて弁別して検出可能とするため、複数の光源 1 からの信号光が重なりを持たないように順次点灯する方法、あるいは各光源 1 を異なる周波数で点滅させ、その点滅周波数でフィルタリングする方法が採用される。

【0019】

点滅周波数でフィルタリングする方法の場合、位相検波器 7 は、光検出器 6 にて検出する光源 1 の数だけ用意される。例えば、光検出器 6 A として、光源 1 A、1 B、1 C、1 D、1 E、1 F のそれぞれ用の合計 6 個の位相検波器 7 が用意される。また、光検出器 6 B として、光源 1 E、1 F、1 G、1 H、1 I、1 J のそれぞれ用の合計 6 個の位相検波器 7 が用意される。なお、最大では 1 つの光検出器 6 には、例えば 8 個の位相検波器 7 が用意される。なお、波長が 2 種類の場合、及び光源を順次点灯する方法の場合、位相検波器 7 は必要としない。

【0020】

光計測制御装置 10 は、駆動装置 8 を介して各光源 1 の光強度、光検出器 6 の増幅度、などを制御するとともに、光生体計測の開始から終了までを制御する。光演算装置 11 は、A/D 変換器 9 から出力される各光源の検出光量を用いて、被検体 4 の同一個所を通過する近赤外光の 2 種あるいは 3 種のペアから、被検体 4 内の酸素化・脱酸素ヘモグロビン及び総ヘモグロビンの変化量を計算する。その計算結果の光計測データは、数値あるいは画像化して表示装置であるモニタ 12 に表示するとともに、メモリ 13 に記憶する。また、刺激呈示装置 21 は、被検体 4 の例えば頭部近くに設けられ、音や映像などにより被検体 4 に刺激を与える装置である。

【0021】

一方、脳波計測装置は、被検体 4 の頭部に設置された脳波電極 30 と、脳波受信装置 31 と、脳波演算装置 32 とを含んで構成されている。脳波受信装置 31 は、脳波電極 30 により検出された脳波の変化を受信して、図示していないモニタに表示するとともに、脳波演算装置 32 に出力する。脳波演算装置 32 は、入力される脳波に基づいて、 θ 波や β 波などの脳波を検出し、それらに基づいて被検体 4 の体調（例えば、眠気）などの状態を検知する。脳波演算装置 32 によって求められた θ 波や β 波などの大きさあるいは割合などの演算結果は、刺激呈示装置 21 に設けられた結果呈示装置である表示画面 22 に出力される。刺激呈示装置 21 は、入力される θ 波や β 波などの大きさあるいは割合が設定値を越え、あるいは下回るときに、光計測制御装置 10 にトリガ信号 23 を出力して、光トポグラフィの計測の停止、ポーズ、開始の制御を行わせるようになっている。

【0022】

すなわち、光計測においては、刺激呈示装置 21 により聴覚又は視覚の刺激を被検体 4 に与えたタイミングとの関係、例えば刺激付与前後の脳機能の変化を光計測することが要望される。そこで、本実施の形態では、被検体 4 の状態等に応じて刺激呈示装置 21 から出力されるトリガ信号 23 によって、光計測制御装置 10 は光計測の開始、ポーズ及び停止を制御することができるようにしている。

【0023】

このように構成される本実施の形態の動作及び使用形態について、以下に詳細に説明する。まず、脳の活動状態を光計測する場合、被検体 4 の脳の活動状態や運動状態を一定あ

るいは所望の状態に管理するなど、計測条件を満足する必要がある。以下、光計測条件に応じた計測モードに分けて、本実施の形態の動作及び使用状態を説明する。なお、下記の計測モードは、それぞれ単独で、あるいは複数のモードを適宜組み合わせ動作ないし使用することができる。

【0024】

(被検体の注意喚起モード)

脳の活動状態を光計測する場合、被検体4の脳の活動状態や運動状態を一定の状態に維持して計測するための例として、被検体4が例えば眠らないように注意を喚起する必要がある。この場合は、図2に示すように、刺激呈示装置21の表示画面22に注意喚起の映像を呈示する。同図(a)の曲線101は、脳波演算装置32により演算された被検体4の覚醒度の時間変化を示す。同図(a)の線102は、覚醒度に関する注意喚起のための判定閾値である。覚醒度が、判定閾値を下回る図中のB期間の場合、同図(b)に示すように注意喚起のためのランプ104を点灯し、判定閾値以上の図中のA期間の場合は注意喚起のためのランプ104を消灯する。これによって、光計測条件を一定の許容できる範囲内に保持できる。

【0025】

図3に、覚醒度を脳波演算装置32において演算し、覚醒度を判定して注意喚起を呈示する手順の一例を示す。図3に示すように、脳波演算装置32は、脳波受信装置31から入植される脳波をリアルタイムで計測し(S1)、サンプリング周期ごとに、直前の一定区間(サンプリング周期)の脳波データをフーリエ変換する(S2)。次いで、被検体が眠りかけてまどろんでいることが現れる脳波中の θ 波(4~7Hz成分)の信号強度を求める(S3)。求めた θ 波を必要に応じて覚醒度として刺激呈示装置21の表示画面22に表示する。次に、 θ 波の信号強度が予め設定された判定閾値を超えているか否か判定する(S5)。超えていない場合は、被検体の注意を喚起するために表示画面22に注意喚起の表示をする(S6)。 θ 波の信号強度が判定閾値を超えている場合は、表示画面22に注意喚起の表示をしない。

【0026】

ここで、被検体の注意喚起を促す要因としては、覚醒度のほかに、脳波により計測できるアテンション強度、あるいは後述する筋電信号により計測できる体動などがある。また、注意喚起の方法は、音に対する脳の反応を計測している場合は表示画面22に映像を表示し、視覚に対する脳の反応を計測している場合は音により行うことが好ましい。さらに、注意喚起は、例えば、アラーム音の強弱や周波数の変化、触覚(温度)の変化、あるいは注意喚起映像や演算結果のグラフなどによる視覚によることができる。

【0027】

このようにして、脳波の演算結果を刺激呈示装置21内の表示画面22に呈示して、眠気やアテンション強度などを被検体4にフィードバックすることにより、脳の所望の活性等を維持した状態、例えば「起きている状態」で、光計測による脳機能計測を行うことができる。その結果、取得した光計測データの無駄を少なくすることができ、光計測の演算負荷を軽減することができる。

【0028】

なお、図2、3に示した例では、脳波の θ 波を用いる場合を説明したが、 β 波(14~33Hz)を用いてまったく同様に注意喚起させることができる。すなわち、 β 波は緊張度が高く、注意力や認識力が高い状態にあることを表し、注意力が必要な事柄を行うときは β 波が出ている。なお、映画やテレビに集中しているときは α 波が出ているが、この α 波は受身的な注意力であるから、脳機能計測で用いられるアテンションとは異なる。これに対し、 β 波の注意力は積極的なので、アテンションを評価するには β 波の変化を用いるのが好ましい。

【0029】

(脳状態による光計測制御モード1)

一般に、光計測においては光計測データを複数のサンプリング周期に渡って収集し、そ

れらを加算することによって、計測データに含まれるノイズを低減することが行われている。そのために、同一の計測条件における計測時間が長くなり、その間に脳状態が変化すると収集した光計測データが無駄になるおそれがある。そこで、本実施の形態では、脳波演算装置 32 から脳波データ 34 を光演算装置 11 に送り、光演算装置 11 において脳の活動状態に応じてサンプリングされる光計測データの取捨選択を可能にしている。

【0030】

図 4 (a) の曲線 101 は、脳波演算装置 32 により演算された被検体 4 の覚醒度（アテンション強度）の時間変化を示す。同図 (a) の線 102 は、覚醒度（アテンション強度）に関する注意喚起のための判定閾値である。また、同図 (b) の曲線 105 は光演算装置 11 により演算された光計測データの時間変化を表している。そして、脳波演算装置 32 又は光演算装置 11 において、図 5 に示す処理手順に従ってアテンション強度を判定して、光計測データの取捨選択を行う。まず、任意の計測区間 A の脳波データをフーリエ変換する (S11)。次いで、被検体が眠りかけてまどろんでいることが現れる脳波中の θ 波（4～7 Hz 成分）の信号強度を求める (S12)。求めた θ 波の信号強度が予め設定された判定閾値を超えているか否かを判定する (S13)。 θ 波の信号強度が判定閾値を超えている場合は、区間 A を光計測データの加算区間とし (S14)、超えていない場合は、区間 A を光計測データの加算区間から除き (S15)、次の区間に移る (S16)。つまり、アテンション強度が判定閾値 102 を超える図 4 の区間 106、107 にサンプリングされた光計測データを加算し、その区間以外の区間の光計測データは加算しないで捨てる。

【0031】

この場合において、光計測データをメモリ 13 に記憶するときは、加算区間 106、107 の基点と終点を示すマーカを付記して保存する。また、 θ 波は眠りかけのまどろんでいる状態であるから、途中で起こさないのであれば、熟睡する可能性もあるので、 δ 波（1.5～4 Hz）も評価したほうがよい場合もある。

【0032】

したがって、この光計測制御モード 1 によれば、計測条件から外れた光計測データを捨てることができるので、光計測の精度を向上させることができる。また、計測精度向上のための繰り返し計測回数を低減して、実質的な計測時間を短縮できる。

【0033】

また、図 3 の例で説明したように、図 5 の θ 波に代えて、 β 波に基づいてアテンション強度を判定して光計測データの取捨選択を行うことができる。図 6 に、他の脳波に基づいて光計測データの取捨選択を行う場合の各波形図を例示する。同図 (a) は脳波の波形図、同図 (b) は脳波に含まれる特定周波数帯域の脳波の一例、同図 (c) は光計測データの波形の一例をそれぞれ示す。図示のように、特定周波数帯域の脳波が判定閾値 108 を下回るときには光計測データを捨て、他の区間 109、109 の光計測データを加算する。

【0034】

（脳状態による光計測制御モード 2）

脳疾患によっては、例えばてんかんのように、何時発症するか不確定な疾患がある。このような脳疾患の発作は、発作の前後の脳状態を観察することが肝要であるが、何時発症するかわからないため、長時間にわたって光計測を行わなければならない、被検体にとっても計測の負担が大きいという問題がある。また、膨大な光計測データを長時間にわたって記憶しなければならない、膨大な記憶容量の記憶装置が必要になる。

【0035】

そこで、脳波演算装置 32 の診断結果により、てんかんの発作が検知されたとき、図 1 に示すトリガ信号 35 を光計測制御装置 10 に送る。光計測制御装置 10 はトリガ信号 35 を受信したとき、その前の一定期間の光計測データをメモリ 13 に記憶させる。これにより、メモリ 13 の記憶容量を節約できる。また、脳波演算装置 32 はてんかん発作の検知を刺激呈示装置 21 に送り、表示画面 22 にその旨を表示する。

【0036】

以上説明したように、図1の実施の形態によれば、被検体4に聴覚や視覚などの刺激を与えたときの前後に、被検者4の脳内部の酸素化・脱酸素ヘモグロビン及び総ヘモグロビンの変化量を求めて画像化するなどにより、脳状態の変化を観察して脳機能計測を行うことができる。

【0037】

特に、脳の所望の活性等を維持した状態、例えば「起きている状態」で、光トポグラフィによる脳機能計測を行うことができる。その結果、取得した光計測データの無駄を少なくすることができ、光計測の演算処理負荷を軽減することができる。

【0038】

また、計測条件に合致する光計測データを取捨選択して光計測結果を演算していることから、光計測の精度を向上させることができる。

[実施の形態2]

図7に、本発明の生体信号処理装置の他の実施の形態の全体構成図を示す。本実施の形態が図1実施形態と異なる点は、脳波計測装置に加えて、あるいは脳波計測装置に代えて、体動検出装置を結合した点にある。その他の点は、図1実施形態と同一であることから、各部に同一符号を付して説明を省略する。

【0039】

体動検出装置は、被検体4の頸部などに接触して取り付けられた筋電電極40と、筋電電極40により検出された筋電信号を受信する筋電受信装置41と、筋電受信装置41により受信された筋電信号に基づいて体動を演算する体動演算装置42を有して構成されている。体動演算装置42は、例えば被検体4が頭部を動かしたことを検出し、刺激呈示装置21の表示画面22に表示するなどにより、被検体4にフィードバックするようにすることができる。例えば、図8に示すように、脳波110の時間変化とともに、体動量111の時間変化として波形が表示される。

【0040】

本実施の形態によれば、脳波の覚醒度（アテンション強度）と同様に、予め設定された体動量の許容値に対応する判定閾値（図2の102に相当）と比較して、被検体の注意喚起モード、脳状態による光計測制御モード1、2に相当する動作又は使用態様を実現できる。また、逆に、動いたときの脳の状態を光計測することもできる。

【0041】

つまり、体動量による被検体の注意喚起モードの場合は、図3の処理手順のように、筋電をリアルタイムで計測し、直前のサンプリング周期の筋電データから体動量を求め、その体動量が判定閾値を超えているか否か判定し、越えている場合は、例えば表示画面22に「動かないように」などの注意喚起を呈示する。このときの筋電信号112と体動量113と光計測データ114の各波形を図9（a）～（c）に示す。図示のように、筋電信号112を積分して得られる体動量113が判定閾値115を超えたか否か判定し、越えている区間は光計測データを捨て、越えていない区間116、116については光計測データを加算するようにする。

【0042】

また、図5の処理手順のように、区間Aの筋電データから体動量を求め、体動量が判定閾値を超えているか否か判定し、区間Aの光計測データを加算区間から除き、判定閾値を超えていない場合は区間Aを加算区間とする処理を区間ごとに行う。これにより、計測条件に合致する光計測データを取捨選択して光計測結果を演算することにより、光計測の精度を向上させることができる。

（体動量による光計測制御モードの特有例）

図10に、体動特有の計測モードの処理例を示す。乳幼児などの場合は、検査者の合図でタスク（動きなど）を開始してくれない場合がある。この場合は、筋電信号から口や手などの動きを検出し、動きが一定の閾値以上の期間をタスク期間とみなすことができる。ただし、体動が非常に大きく、光計測による脳機能計測が困難な区間は、計測データから

除くようにすることができる。すなわち、図10に示すように、区間Aの筋電データから体動量を求める(S21)。次いで、求めた体動量が第1の判定閾値 T_a を超えているか否か判定する(S22)。超えていれば、区間Aの光計測データを加算区間から除く(S24)。一方、体動量が判定閾値 T_a を超えていない場合は、第2の判定閾値 T_b (ただし、 $T_a > T_b$)を超えているか否か判定する(S23)。体動量が T_b を超えていれば、つまり $T_b < \text{体動量} < T_a$ であれば、区間Aの光計測データを加算区間とする(S25)。一方、体動量が T_b を超えていなければ、ステップS24に移って区間Aの光計測データを加算区間から除く。これらの処理を終了後、次の区間に移る(S26)。

【0043】

なお、図10のステップS21に変えて筋電をリアルタイムで計測して体動量を求め、ステップS24、S25に変えて、 $T_b < \text{体動量} < T_a$ のときは、乳幼児が好きな画像を刺激呈示装置21の表示画面22に表示し、体動量 $> T_a$ かつ体動量 $< T_b$ のときは、乳幼児が好きでない画像を表示画面22に表示することができる。すなわち、体動を現状で維持させるためには、乳幼児が好きな画像を表示する。体動を抑えたい場合は、スローテンポのアニメーションを、体動を上げたい場合はアップテンポのアニメーションであって、比較的好きでない画像を表示する。

〔実施の形態3〕

図11に、本発明の生体信号処理装置のさらに他の実施の形態の全体構成図を示す。本実施の形態が図1実施形態と異なる点は、開眼モニタ50を設けたことにある。その他の点は、基本的に図1実施形態と同一であることから、各部に同一符号を付して説明を省略する。

【0044】

脳波のうちの α 波の量は、開眼により減少することから、 α 波の計測精度を向上させるためには目が開かれているときと、閉じられているときで、 α 波の計測値の評価を変える必要がある。特に、乳幼児の脳機能を計測するときに必要になる。そこで、本実施の形態では、目の開閉状態を検出する開眼モニタ50を設け、開眼モニタ50の検出信号51を脳波演算装置32に入力するようにしている。

【0045】

開眼モニタ50は、例えば、CCDカメラなどにより眼球の画像をリアルタイムで撮影し、黒目の面積を評価関数にして、開閉度合を検出する。つまり、図12(b)、(c)、(d)に示すように、目を閉じた状態から、半分開いた状態、全開の状態など、開眼状態を複数の段階に分け、各状態における α 波の強度を予め計測した複数のデータに基づいて、同図(a)に示す較正曲線120を予め設定しておく。

【0046】

これによって、本実施の形態によれば、脳波演算装置32において開眼状態に応じて α 波を較正できるから、 α 波の計測精度を向上できる。その結果、刺激呈示装置21により呈示する呈示内容を適切なものとすることができる。

【0047】

なお、図示していないが、図1と同様に、脳波演算装置32から脳波データ34を光演算装置11に送り、前述の光計測制御モード1、2の制御に反映させることができる。また、脳疾患の発作等の検出信号に基づいてトリガ信号35を光計測制御装置10に出力するようにすることもできる。

〔実施の形態4〕

ここで、図1又は図11に示した実施形態の生体信号処理装置においては、光計測と脳波計測に計測原理の相違があることから、計測制御の協調を図ることが好ましい。すなわち、光計測及び脳波計測はいずれも刺激に対する脳機能の変化を計測するが、計測値の精度を向上させるために、1回の刺激に対して複数回のサンプリングデータを加算する。

【0048】

しかし、計測原理の相違から、図13に示すように、脳波計測に用いる典型的な誘発電位計(ERP)の場合は、刺激を与える間隔(刺激間隔)が例えば0.1～1秒間隔で、

必要な加算回数は20～200回であるのに対し、光計測の場合は、刺激間隔が15～30秒間隔で、必要な加算回数は5～10回である。つまり、脳波の場合は刺激を与えてから数10m秒で反応を検知できるのに対し、血中ヘモグロビンの濃度変化を計測する光計測の場合は、刺激を与えてから血液状態が変化するのに10～15秒以上の時間がかかることに起因する。

【0049】

そこで、本実施の形態では、図14に示すように、刺激期間Sとレスト（休止）期間Rとを交互に繰り返して計測する場合に、1つの刺激130を刺激間隔1秒で繰り返し与えながら、脳波計測を100回加算可能で、光計測を1刺激呈示期間20秒を5回加算可能に設定する。これにより、光計測と脳波計測との協調をとることができる。この協調計測は、図15に示したサンプリングパルス生成手段により実現できる。つまり、同図に示すように、クロックパルス発生器60から発生するクロックパルスを、第1の分周器61により脳波計測に適したクロックパルスに分周して脳波計測用のサンプリング器62に供給する。また、第1の分周器61により分周されたクロックパルスをさらに第2の分周器63で分周して光計測用のサンプリング器64に供給する。これにより、図16に示すように、サンプリング器64とサンプリング器62からは、それぞれサンプリングパルス131、132が出力され、光計測データと脳波データが設定されたタイミングでサンプリングされる。

【0050】

図17に、計測協調制御の他の実施の形態を示す。本実施の形態は、光計測用刺激と脳波計測用刺激を同じものを利用し、光計測と脳波計測ごとに1回ずつ刺激を加える。光計測135の刺激時間は最小とし、1回の刺激に対する反応を計測する。脳波計測136の刺激は光計測135と光計測135との間にも刺激を加えて、計測回数を増やす。光計測の刺激の前後は必要なレスト時間を確保する。

【0051】

このように、光計測と脳波計測との計測の協調を図ることにより、両者の計測特性を損なうことなく短時間で、光計測と脳波計測による脳機能計測の対応付けを行うことができ、脳科学及び脳医学の進歩に寄与することができる。

【図面の簡単な説明】

【0052】

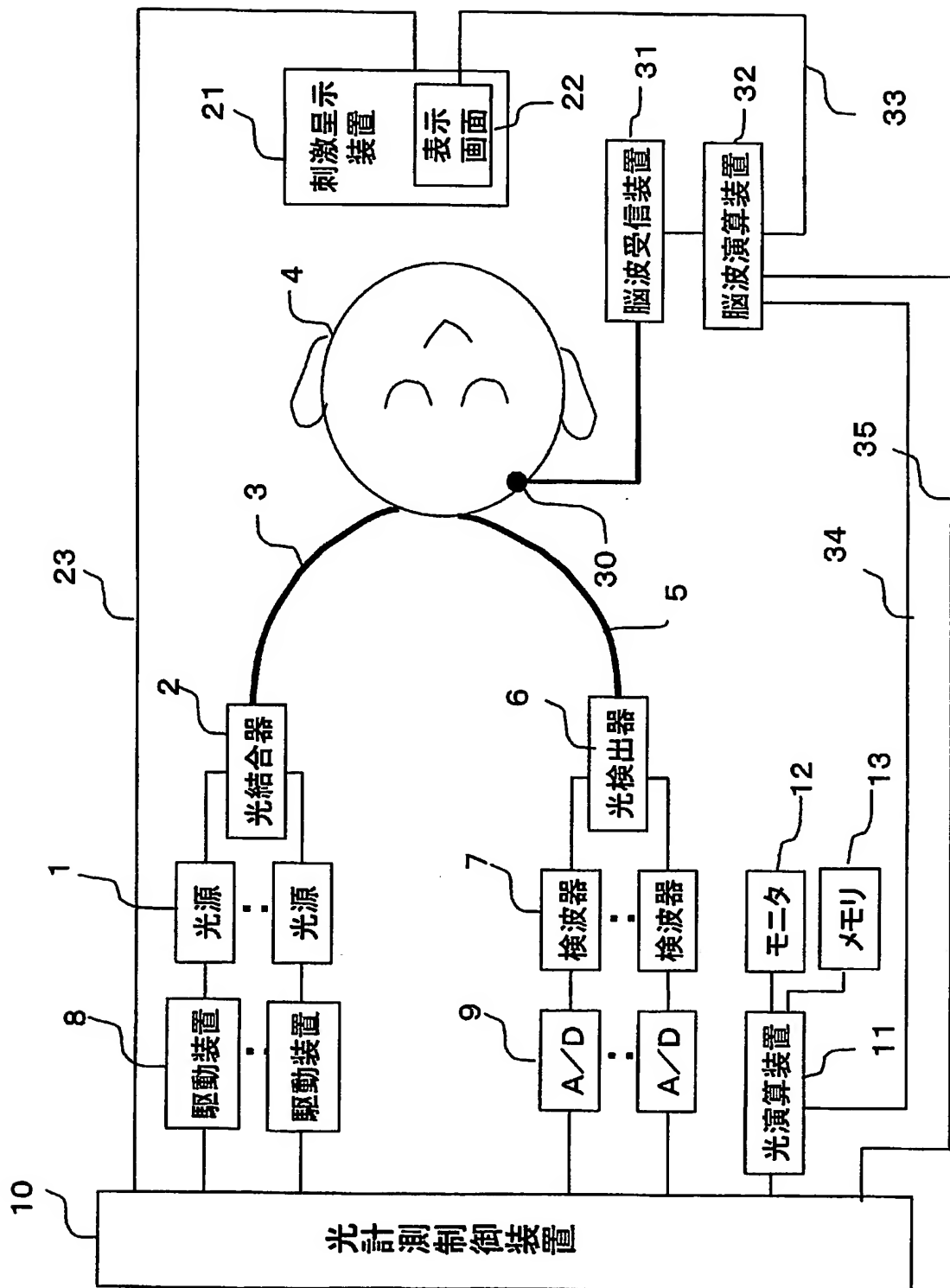
- 【図1】本発明の生体信号処理装置の一実施の形態の全体構成図である。
- 【図2】脳波による注意喚起の刺激呈示を説明する図である。
- 【図3】脳波による注意喚起の処理手順のフローチャートである。
- 【図4】脳波による光計測の制御を説明する図である。
- 【図5】脳波による光計測の処理手順のフローチャートである。
- 【図6】脳波による光計測の制御を説明する図である。
- 【図7】本発明の生体信号処理装置の他の実施の形態の全体構成図である。
- 【図8】脳波と体動の関係を説明する図である。
- 【図9】筋電信号と体動量と光計測との関係を説明する図である。
- 【図10】体動による光計測の処理手順のフローチャートである。
- 【図11】本発明の生体信号処理装置のさらに他の実施の形態の全体構成図である。
- 【図12】開眼の度合と α 波との関係を説明する図である。
- 【図13】光計測と脳波計測の計測特性の違いを説明する図である。
- 【図14】光計測と脳波計測の一実施の形態の計測タイミングを示すタイムチャートである。
- 【図15】光計測と脳波計測のサンプリングパルス生成手段の構成図である。
- 【図16】図15のサンプリングパルス生成手段により発生されるサンプリングパルスのタイムチャートである。
- 【図17】光計測と脳波計測の他の実施の形態の計測タイミングを示すタイムチャートである。

【符号の説明】

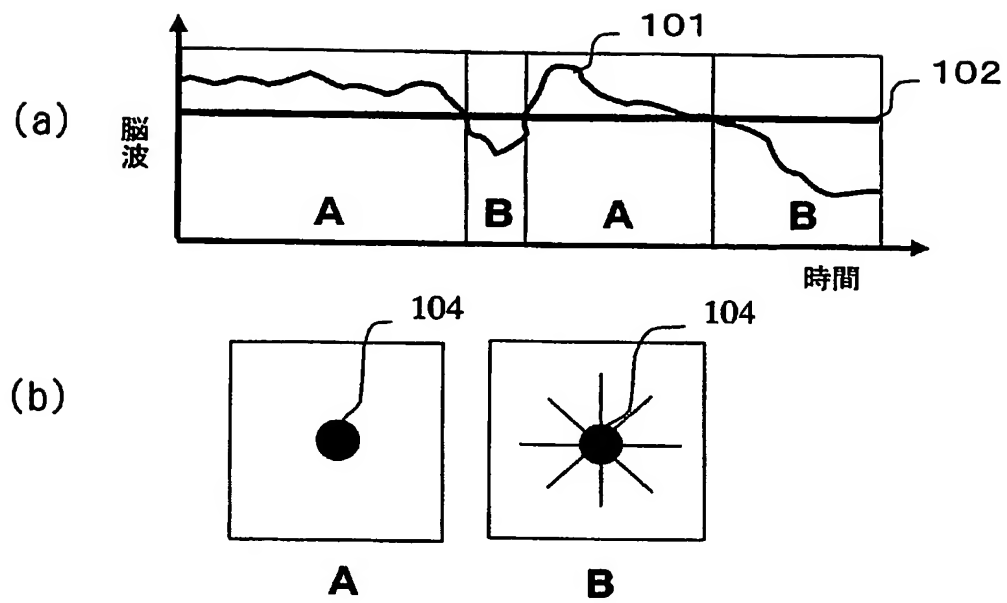
【 0 0 5 3 】

- 1 光源
- 2 光結合器
- 4 被検体
- 6 光検出器
- 7 検波器
- 1 0 光計測制御装置
- 1 1 光演算装置
- 1 2 モニタ
- 1 3 メモリ
- 2 1 刺激呈示装置
- 2 2 表示画面
- 2 3 トリガ信号
- 3 0 脳波電極
- 3 1 脳波受信装置
- 3 2 脳波演算装置
- 3 3 脳波データ
- 3 4 脳波データ
- 3 5 トリガ信号

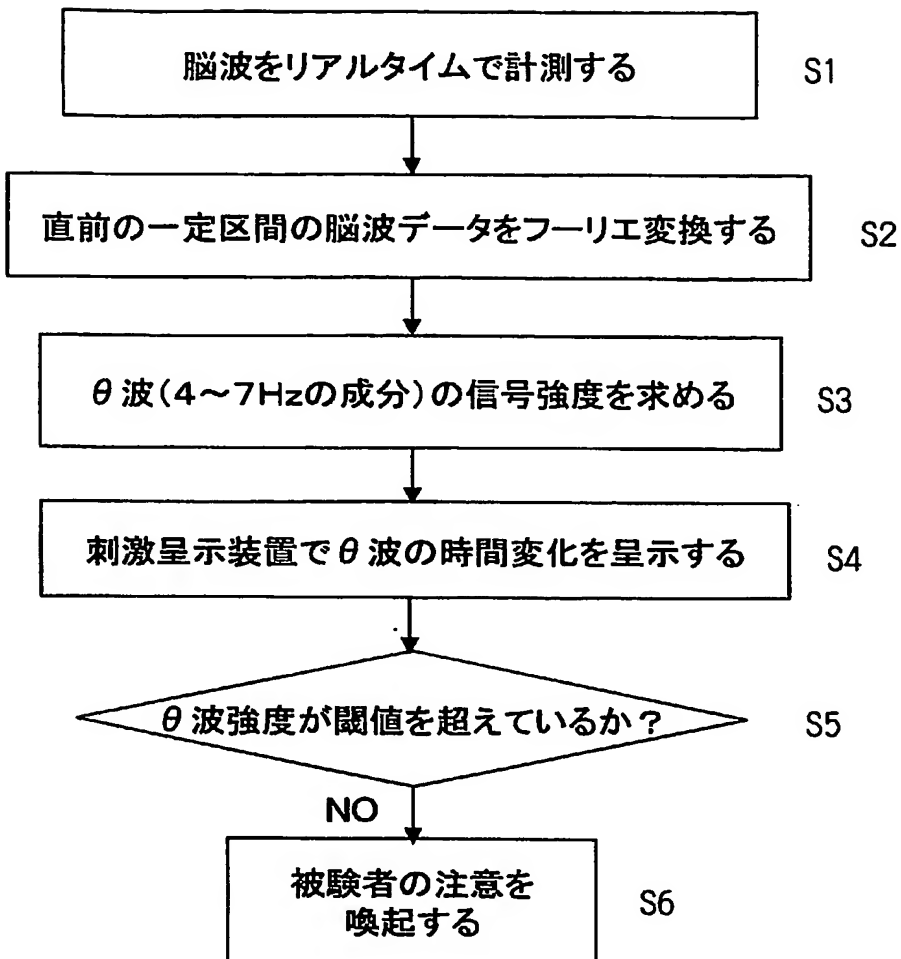
【書類名】 図面
【図 1】



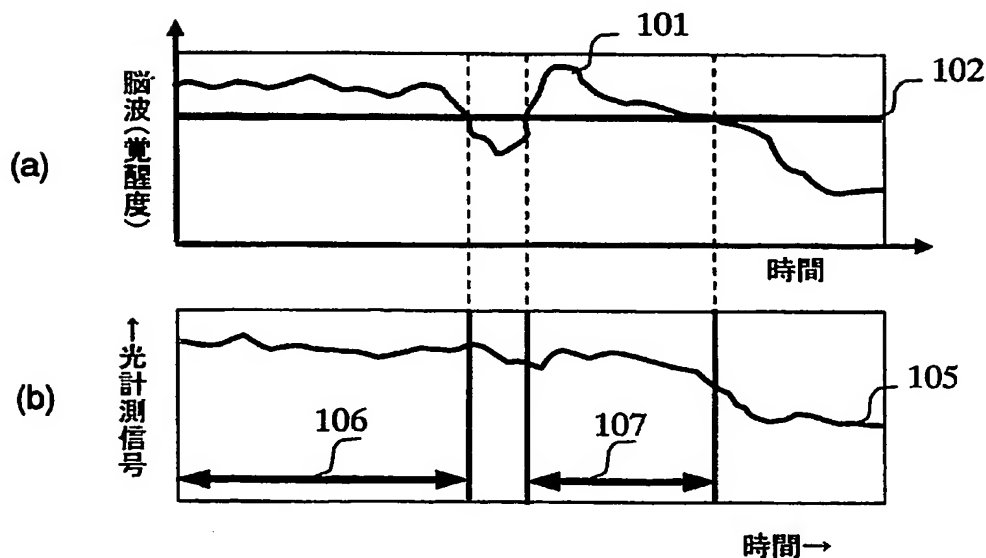
【図 2】



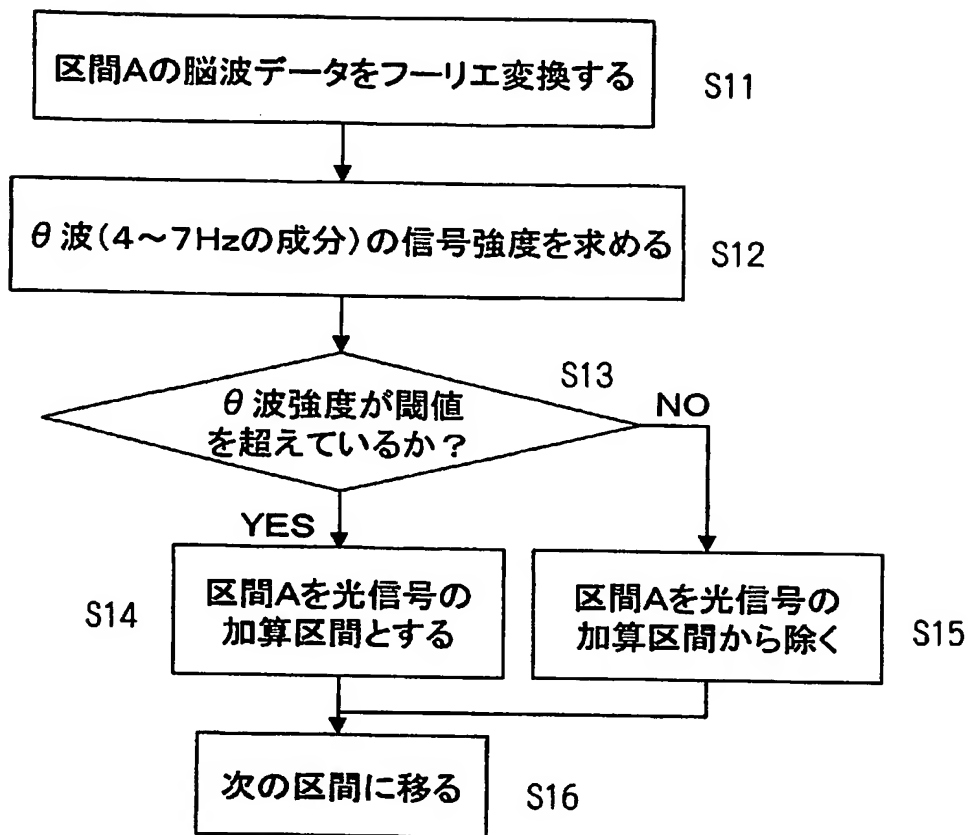
【図 3】



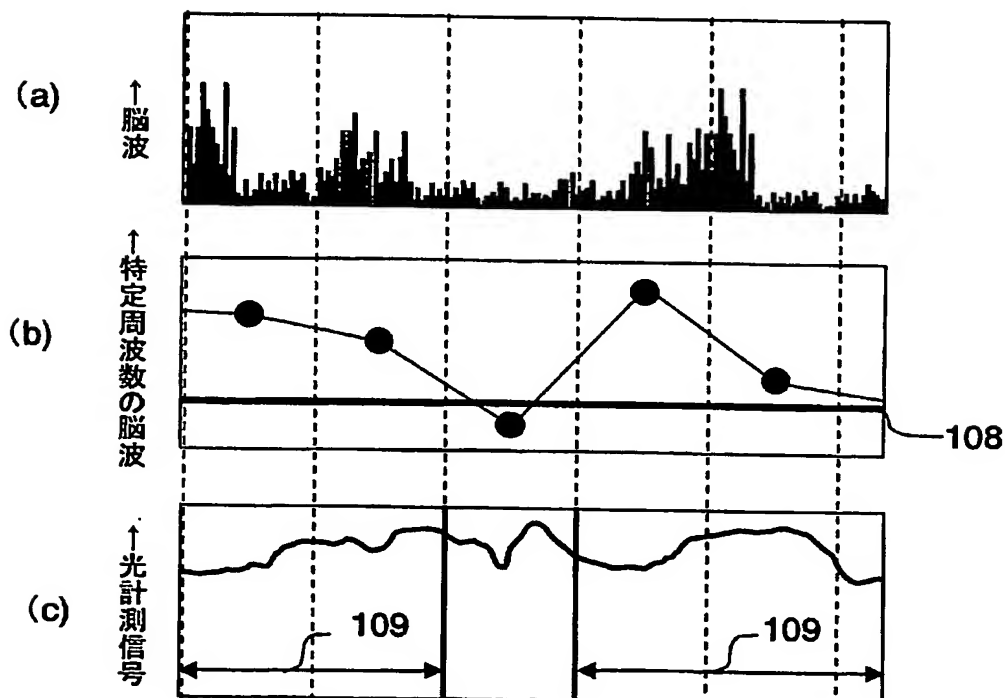
【図 4】



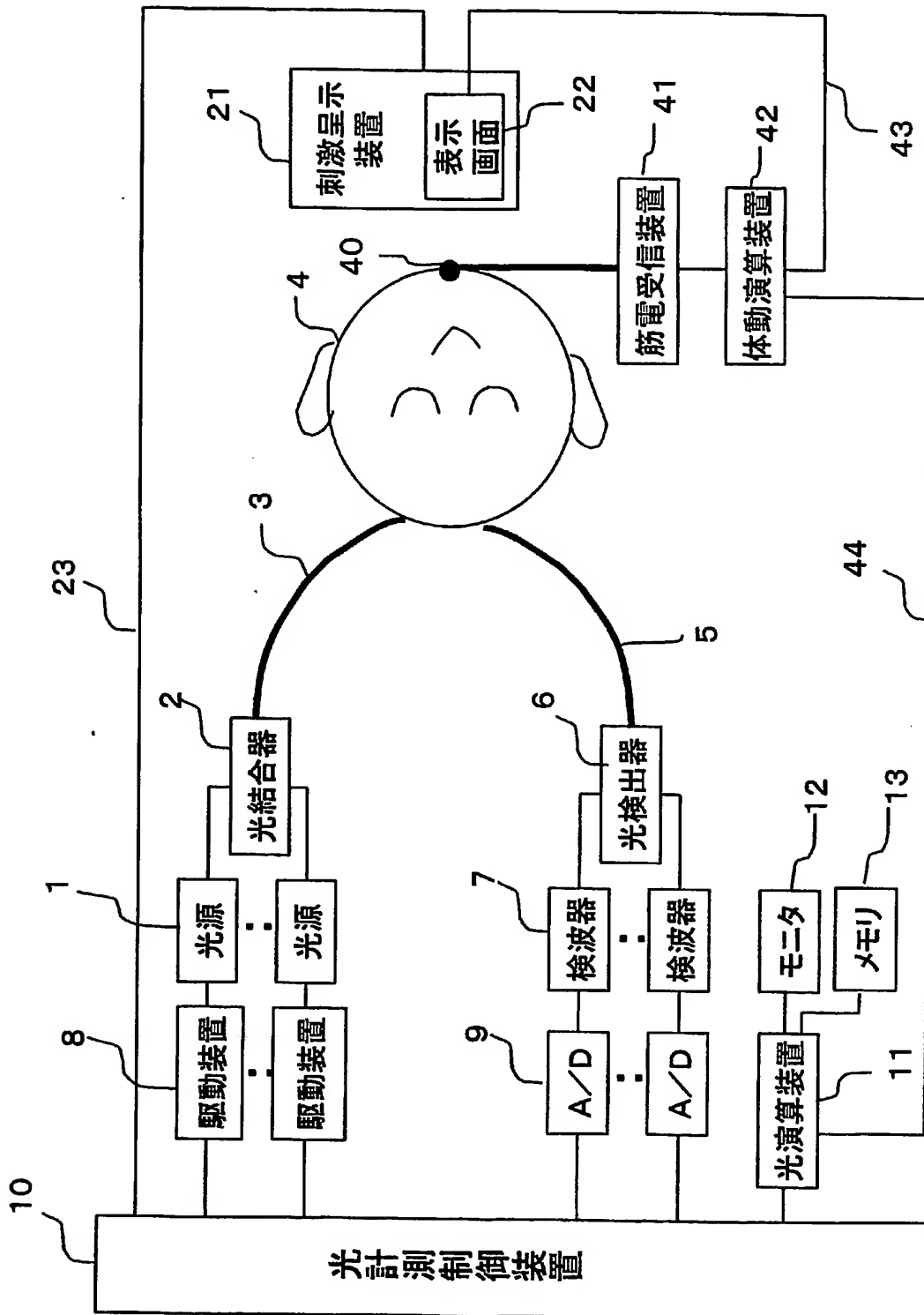
【図 5】



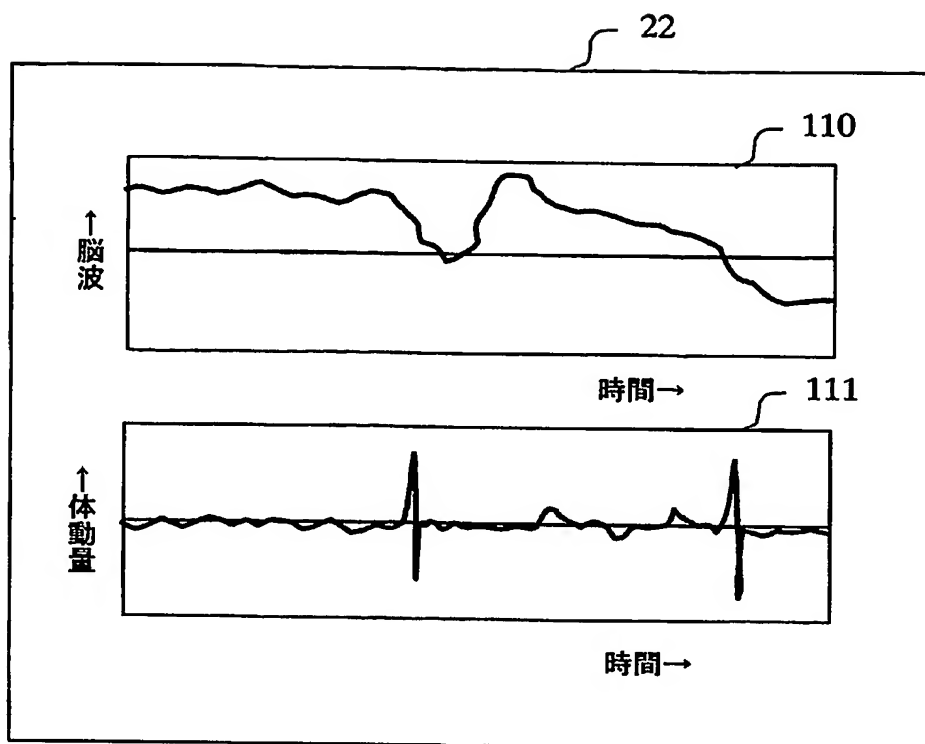
【図 6】



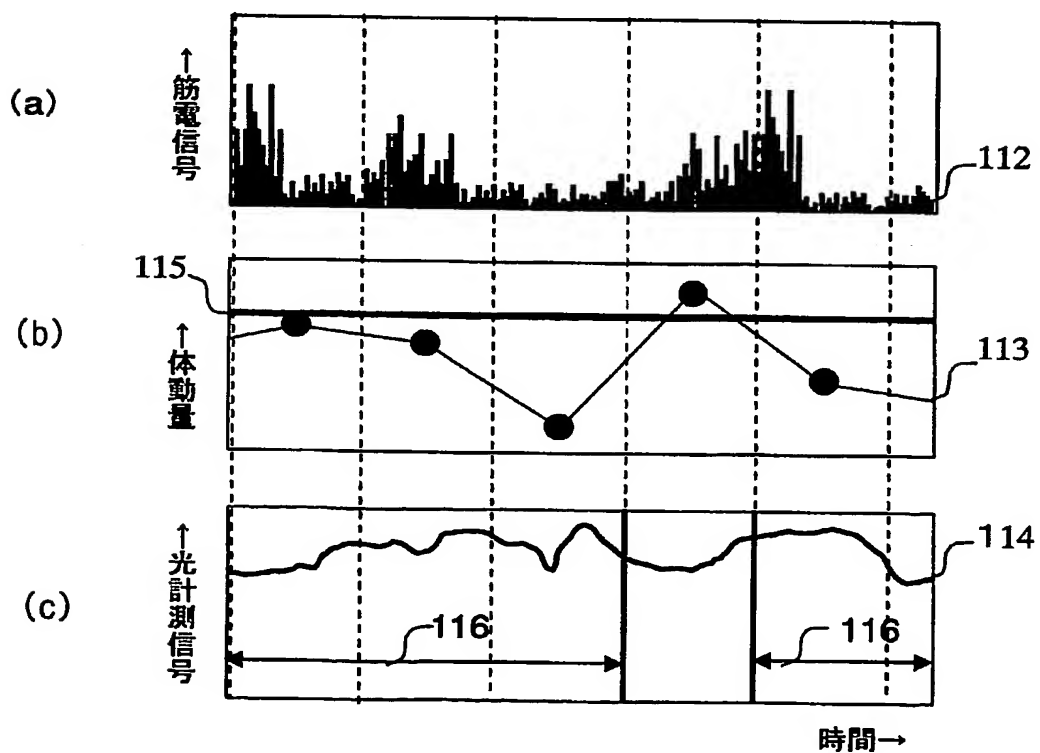
【図 7】



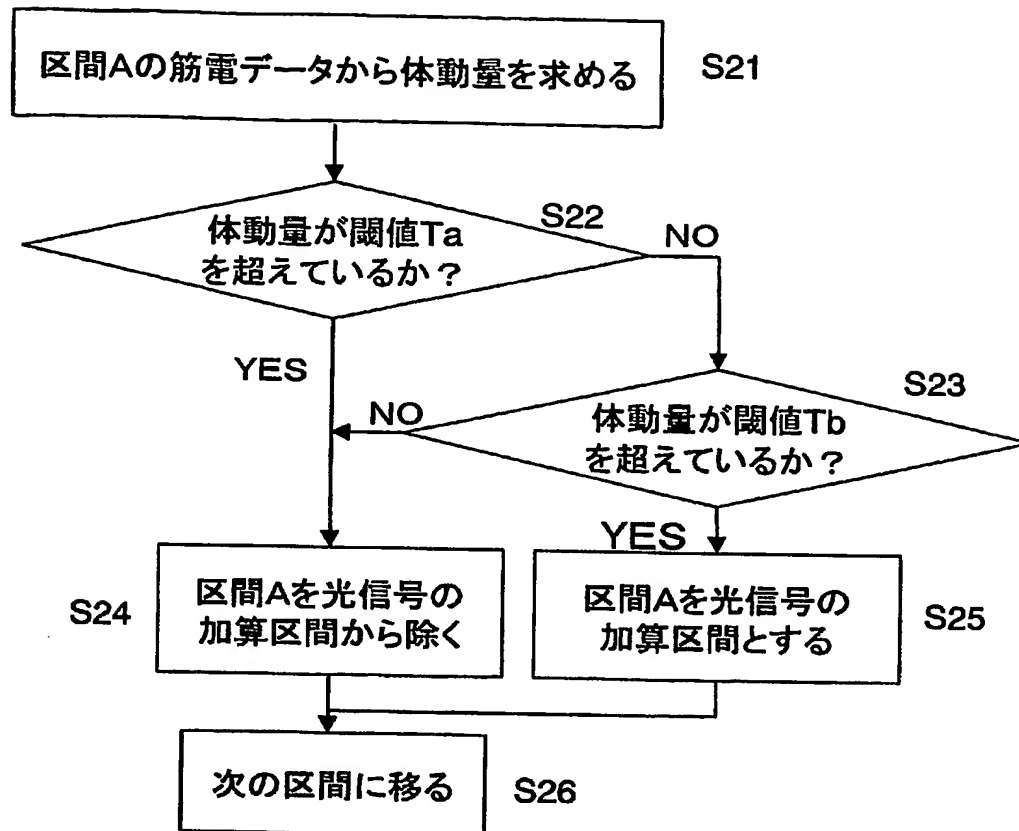
【図 8】



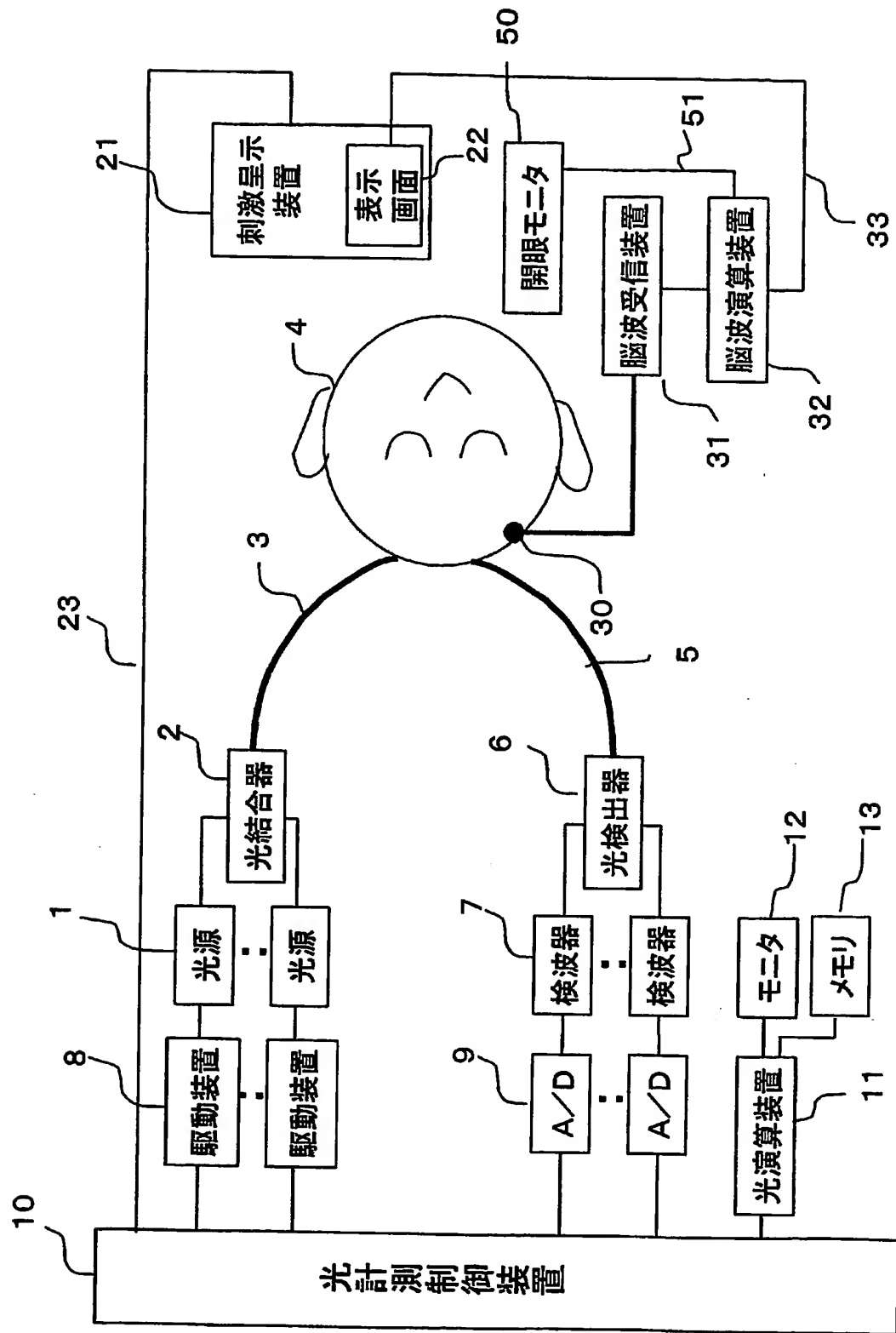
【図 9】



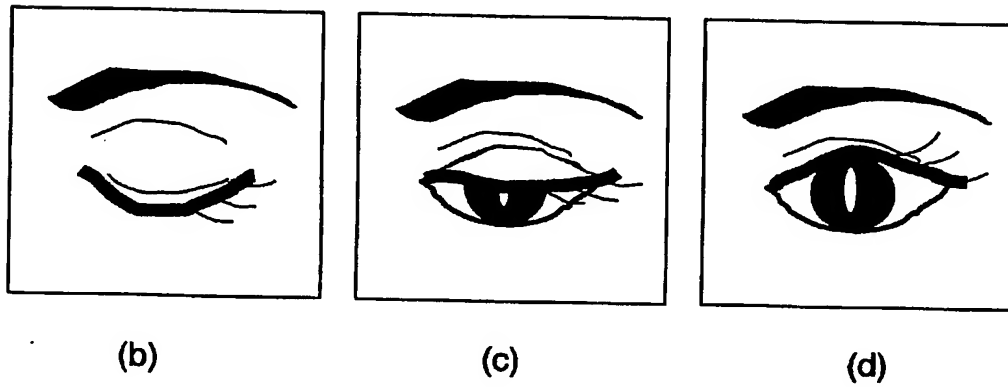
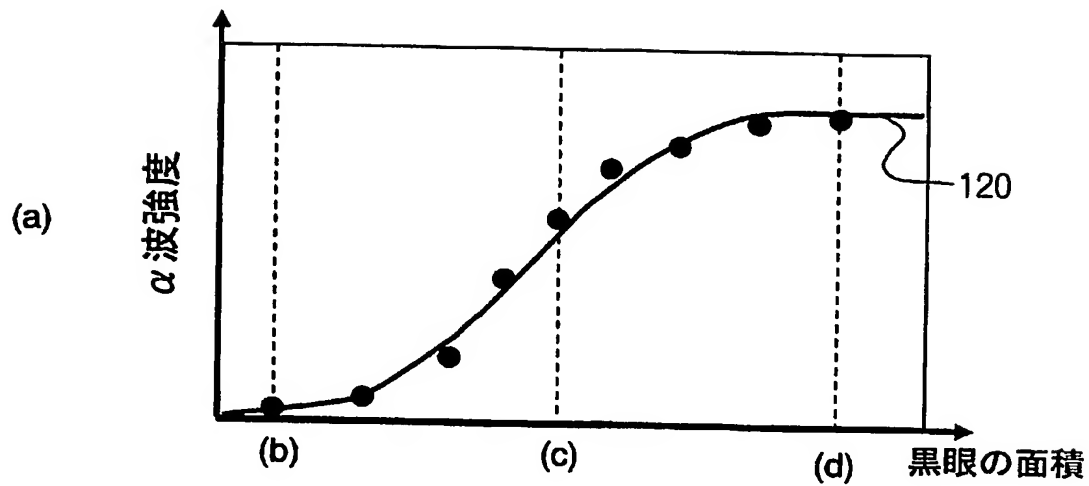
【図10】



【図 11】



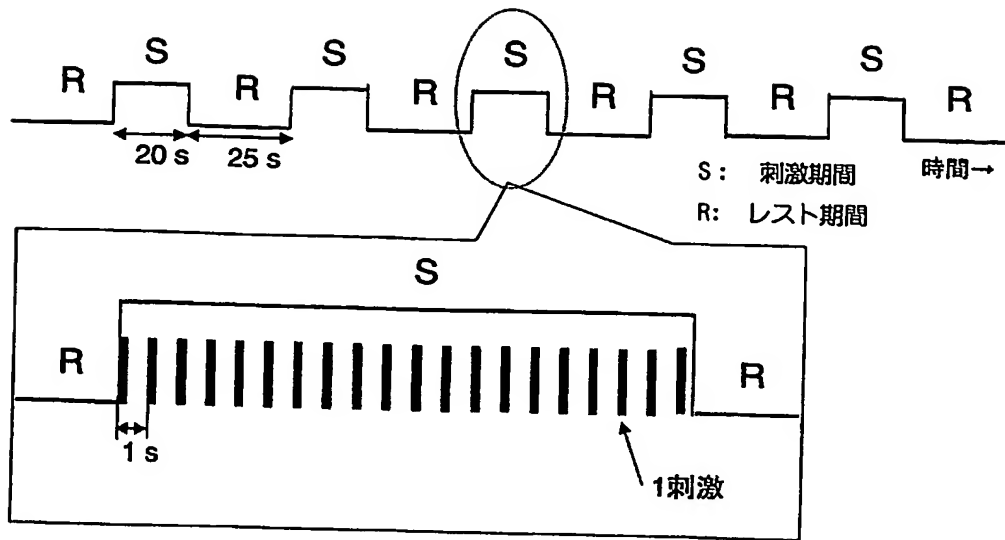
【図 12】



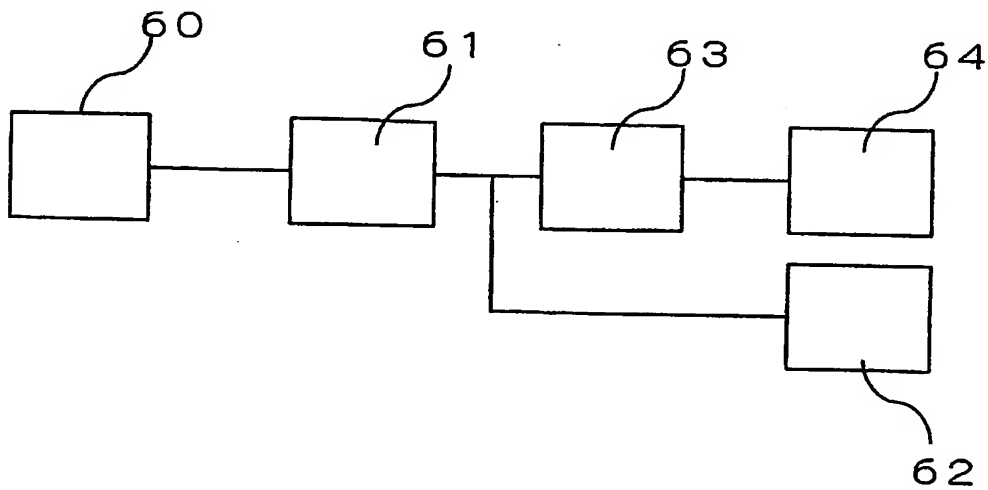
【図 13】

	ERP	光トポグラフィ
標準的な加算期間 (刺激間隔)	初期成分のみ: 0.1 s 後期成分含む: 0.5-1 s	15-30秒間
加算回数	20-200回	5-10回

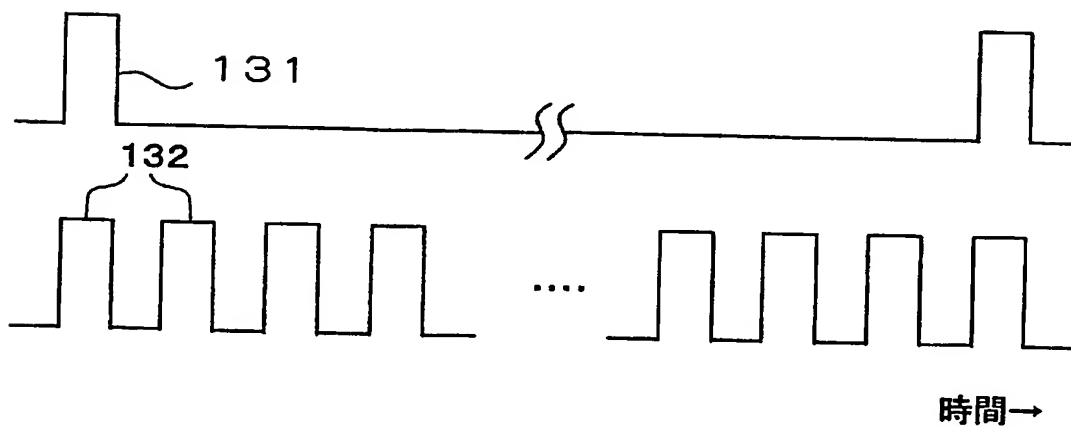
【図14】



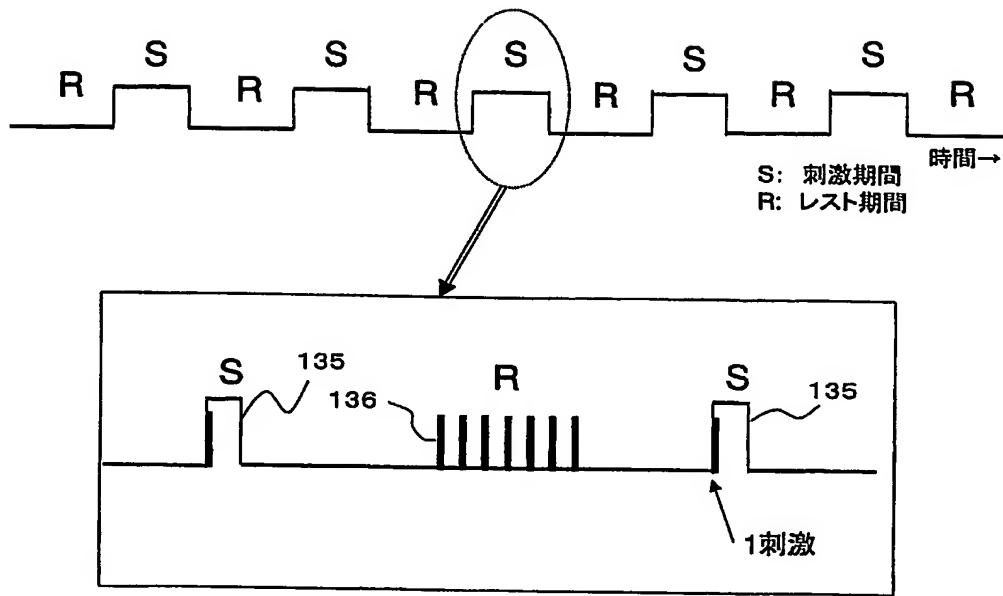
【図15】



【図16】



【図17】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 脳機能と関連付けた光計測画像を取得できる生体信号処理装置を実現する。

【解決手段】 被検体 4 の頭部に照射した光の透過光又は反射光を計測し、光計測データに基づいて頭部内の光学特性を求める光計測装置（1～3、5～13）と、被検体に刺激を付与する刺激呈示装置 21 と、被検体の活動に相関する生体信号を計測する脳波計測装置（30～31）を有し、脳波に基づいて刺激を強くして注意を喚起したり、光計測データを取捨選択して光学特性を求めるなどにより、光計測の条件に合わせて脳の活動状態を許容できる範囲に保持して安定的に脳機能と関連付けた光計測画像を取得できる。

【選択図】 図 1

特願 2 0 0 3 - 3 2 8 5 7 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 1 5 3 4 9 8]

1. 変更年月日 1 9 9 0 年 8 月 1 0 日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

氏 名 株式会社日立メディコ

特願 2 0 0 3 - 3 2 8 5 7 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 5 1 0 8]

1. 変更年月日 1 9 9 0 年 8 月 3 1 日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都千代田区神田駿河台 4 丁目 6 番地
氏 名 株式会社日立製作所
2. 変更年月日 2 0 0 4 年 9 月 8 日
[変更理由] 住所変更
住 所 東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号
氏 名 株式会社日立製作所